

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭62-129036

⑪ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 昭和62年(1987)6月11日

A 61 B 8/00

7437-4C

G 01 S 7/44

7105-5J

H 04 N 7/62

6707-5J

H 04 N 5/31

8420-5C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全8頁)

⑭ 発明の名称 デジタルスキャンコンバータ

⑮ 特 願 昭60-269020

⑯ 出 願 昭60(1985)11月29日

⑰ 発 明 者 坂 本 知 貞 立川市栄町6丁目1番3号 横河メディカルシステム株式
会社内

⑱ 出 願 人 横河メディカルシステ ム株式会社 立川市栄町6丁目1番3号

明 細 書

1. 発明の名称

デジタルスキャンコンバータ

2. 特許請求の範囲

(1) 超音波診断装置の音線のアナログビデオ信号をデジタル変換し、補間器により補間音線を作つて眞の音線と共に極座標のまま画像メモリに書き込み、直交座標で設定した読出しアドレスを極座標に変換して前記画像メモリから読み出すようにして、信号を極座標で処理したことを特徴とするデジタルスキャンコンバータ。

(2) 画像メモリは横軸をθ座標、縦軸をr座標としたことを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載のデジタルスキャンコンバータ。

(3) 画像メモリは縦方向に沿つて音線を書き込んだことを特徴とする特許請求の範囲第2項に記載のデジタルスキャンコンバータ。

(4) 補間器の補間方式は一次補間とし、補間音線を眞の音線間に幾何学的に等間隔に配置し

たことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のデジタルスキャンコンバータ。

(5) 座標変換はLook up Tableを用いて行うことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のデジタルスキャンコンバータ。

(6) 画像メモリは音線の深さ方向のピクセル数を少なくとも体内探部の画像の拡大を考慮したメモリサイズを持つことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のデジタルスキャンコンバータ。

(7) 画像メモリはCRT画像の最大サイズに適合したメモリサイズを持つことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のデジタルスキャンコンバータ。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、セクタ式超音波診断装置の画像処理装置であるデジタルスキャンコンバータ(以下DSCという)の方式に関する。

〔従来の技術〕

超音波診断装置には、本来ベクトル走査である超音波ビーム（以下音線という。）が使用され、これにより得られるビデオ信号フォーマットを標準方式テレビジョンのラスタ走査に適合したフォーマットに変換するためにDSCが使用される。そしてセクタ式超音波診断装置においては、音線的走査は第2図に示すようにセクタプロープの表面を原点とする極座標表面で行なわれる。このように音線的走査で得られた超音波断層像はDSCの画像メモリに書き込むときに極座標系から直交座標系へ座標変換が施される。上記のように扇形状に音線を走査しているセクタ走査状態ではその中心位置にパルス信号の送信及び反射波の受信を行う装置が置かれる。この扇形の中心の近傍では画像は密になるが中心から遠くなると画像は疎になり、空のピクセルが多発する。この空のピクセルとは隣接する音線の間に発生するデータの書込まれないピクセルのことである。この空のピクセルを適切に補間することによって、ラスタ走査による画像を良質にすることができる。このようにし

$$(\pi r^2 \times \phi / 360^\circ \times 1 / (n - 1))$$

但し、Tは水平走査期間

ϕ は中心角

nは音線数

上式において分子は超音波で生体内を深さ15cm位まで見るために必要な繰返し周期で、分母は上記繰返し周期内に画像メモリに書き込まねばならないピクセル数である。これを半径400ピクセル、中心角90°、音線数128本のものに当てはめると、

$$\text{書込み時間 } 257 \text{ ns}$$

となり、従来DSCは経済性の良いダイナミックRAMで実現できた。この例で中心角と音線数をそのままにして半径を800 1200 1600ピクセルと次第に大きくすると書込速度は64 ns、29 ns、16 nsと半径の自乗に反比例して短くなって行きスタティックRAMをもってしても実現は益々困難になる。

本発明は上記の問題点に着目してなされたもので、その目的は、DSCの画像メモリの書込み速度を

て画像メモリに書き込まれたセクタ画像は標準テレビジョン方式のラスタスキャン様式で読み出され、第3図に示すようにCRTモニタに表示される。この場合CRTモニタは直交座標系としてとらえてよい。

〔発明が解決しようとする問題点〕

前述のDSCはCRTモニタに表示できる扇の形や大きさに一定の制約があった。即ち半径400ピクセル程度、中心角90°程度のものまでしか表示できなかった。特に半径をより大きくすることは困難だった。そのため第4図に示すようにA/D変換のクロック周波数を上げて拡大像を得ようとするとき視野深度が浅くなってしまいうという欠点があった。第4図（イ）は1倍の場合で（ロ）は2倍に拡大した場合を示している。その原因は画像メモリの書き込み速度の遅さにある。即ち従来のDSCの画像メモリの書き込み時間は凡そ次式で表わされる。

書込み時間＝

$$4T (= 4 \times 63.555 \mu S) /$$

著しく上げることなくDSCの走査変換の対象とする扇形の半径を従来型のものより大きくし、体内深部の画像の拡大表示を可能にすることである。

〔問題点を解決するための手段〕

前記の問題点を解決するための本発明は、超音波診断装置の音線のアナログビデオ信号をディジタル変換し、補間器により補間音線を作って元の音線と共に極座標のまま画像メモリに書込み、直交座標で設定した読み出しアドレスを極座標に変換して前記画像メモリから読み出すようにして、信号を極座標で処理したことを特徴とするものである。

〔作用〕

超音波診断装置より得たアナログビデオ信号をディジタル信号に変換し、ラインバッファに1音線ずつ逐次書込み、読み出しを行い、一次補間器で音線間を補間して画像メモリに格納し、プリセットした直交座標データを極座標に座標変換して、読み出しアドレスとして画像メモリから読み出し、アナログ信号に変換してCRTモニタに表示する。

拡大画像に関してはROIを設定してROIに応じて直交座標でプリセットする。画像メモリの小さい場合は画像メモリのサイズに応じて入れることの出来るように極座標をずらせて読み出し、CRTモニタに表示する。

【実施例】

以下に図面を参照して本発明の実施例につき詳細に説明する。

第1図は本発明の実施例のブロック図である。1はA/D変換器、2はA/D変換クロック発振器で図示しない超音波受信器からのアナログビデオ信号はA/D変換器1でデジタル信号に変換される。A/D変換クロック発振器2ではCRT表示画像の拡大率に応じてA/D変換クロックの周波数を決定する。例えば拡大率1倍においては400ピクセルで深さ15cm分のアナログビデオ信号をデジタル化するので $1/(15\text{cm} \times 13\mu\text{s}/400\text{ピクセル}) \approx 2.05\text{MHz}$ である。ここで $13\mu\text{s}$ は生体内の1cmに相当する時間である。3はラインバッファ書き込みアドレス発生器

で4及び5はラインバッファである。A/D変換クロック発振器2の出力信号をラインバッファ書き込みアドレス発生器3に与えてラインバッファ書き込みアドレス信号を発生させる。ラインバッファ4及び5はデータセレクタ21及び22の動作によって2重構成になっている。ラインバッファは1音線ずつ書き込み、之を読み出しているときにもう一つのラインバッファが次の音線のデータを蓄積するようにになっている。例えばラインバッファ4にA/D変換器1の出力を書き込んでいるときはラインバッファ5は読み出しモードになっていて一次補間器6や画像メモリ7にデータを送り出している。これはどの超音波送受信サイクルにおいてもラインバッファ4及び5が見掛け上書き込みと読み出しを同時に行えるようにするためである。ラインバッファ4及び5に蓄積したデータを読み出すためのラインバッファ読み出しアドレス信号は転送クロック発振器8からの転送クロック信号をラインバッファ読み出しアドレス発生器9に与えて作る。ラインバッファ4及び5の出力は一次補間器

6に入り3本の補間音線を作る。これは第5図に示すように隣接する音線A及びBの間に補間音線c, d, eを作るものである。この真の音線A, Bと補間音線c, d, eのデータはそれぞれが持っている θ アドレスに基づき、画像メモリ7に隣りなく書き込まれる。この θ アドレスは図示しないシステムコントローラから来る音線番号データと1対1の対応をしている。上記のように画像メモリ7の入力端子を4個設け、各々を例えば真の音線Aのデータ及び補間音線c, d, eのデータ専用として同時に4本の音線の書き込みが進行するように構成する。こうすることで画像メモリ7への書き込み時間は以下のように抑えられる。

$$4 \times 21.7\mu\text{s} / 400 = 217\text{ns}$$

従来分子はテレビジョンの掃引時間が規定していたがスタティックRAMの発達で処理速度が早くなったので読み出し、書き込みを同時に行なう必要から掃引時間の $21.7\mu\text{s}$ 基準とした。書き込み時間の 217ns は現在の水準では妥当な値である。分母は4本の音線を同時に書き込むため、4本分のピ

クセル数1600でなく400でよい。

画像メモリ7の読み出しクロック信号はフェーズコンバータ10、低域増幅器11、電圧制御マルチバイブレータ12及び1/N分周器13から成るPLL(フェーズロックドープ)回路で、水平同期信号(以下HDと記す)に基づきHDのN倍の周波数を持ち且つHDと位相の合った信号である。この信号はx, y読み出しアドレス発生器14に入る。x, y読み出しアドレス発生器14にはHD及び垂直同期信号(以下VDという)が入力されていて、CRTモニタのラスタ方向(水平方向)をx軸方向をy軸とする読み出しアドレスが作られる。xアドレスは前記PLL回路の出力である読み出しクロックをカウントして得られ、yアドレスはHDをカウントして得られる。前記のVDはyアドレスのカウンタのプリセットのために用いられ、HDはxアドレスカウンタのプリセットのためにも用いられる。このようにして得られたx, y読み出しアドレス信号は座標変換器15で遅滞なく極座標系に変換され、 r, θ 読み出しア

ドレス信号として出力される。この座標変換器15には数表が格納されていて、入力のある x 、 y 座標からの数値によって r 、 θ の極座標を読み取るようになっている。この r 、 θ 読出しアドレス信号はデータセレクタ16を経て画像メモリ7に与えられる。一方転送クロック発振器8の出力信号と、音線番号データは画像メモリ書込みアドレス発生器17に入り、 r 、 θ 書込みアドレス信号を作って前記の r 、 θ 読出しアドレス信号と共にデータセレクタ16に入る。この r 、 θ 書込みアドレス信号は第5図に示した真の音線Aと補間音線c、d、eを画像メモリ7に規則正しく隙間なく書き込むためのものである。データセレクタ16はCRTモニタ18の画像表示期間には r 、 θ 読出しアドレス信号を選択し、画像非表示期間には、 r 、 θ 書込みアドレス信号を選択するように制御される。データセレクタ16は読出しアドレス信号と書込みアドレス信号を切替えて画像メモリ7に供給するのであるが、何れにしても極座標で行なっている。こうして読み出された画像メモリ出力は、D

／A変換器19でアナログ信号に戻され、同期付加器20で同期信号とブランキング信号を付加され、複合ビデオ信号となってCRTモニタ18に入り、CRTモニタ18の管面にセクタ画像を表示する。以上が第1図の回路の動作であるが、次にこのDSCを用いて画像拡大を実行する方法、手順について述べる。これからはセクタの中心角 90° 、拡大率1倍の時の視野深度15cm、それに対応するピクセル数400ピクセル、 θ 方向の分解能512ピクセル（真の音線と補間音線の総数が512本）について考える。

拡大率1倍、即ち拡大を行なわない実寸表示の場合に第6図（イ）に示すようなセクタ画像がCRTモニタ18に表示されたとする。この場合画像メモリ7上では第6図（ロ）のような状態で画像が格納されている。このときのセクタ画像（第6図（イ））は縦400ピクセル横566ピクセルで標準テレビジョン方式のCRTモニタ18の画面に十分収まる。横566ピクセルは $2r \sin \theta = 800 \sin 45^\circ \approx 566$ から求められる。

ここで拡大率を2倍即ち第6図（イ）の画像を2倍に拡大したとすると、セクタ画像は第7図（イ）に示すようになる。またこのとき画像メモリ7上では第7図（ロ）に示すような状態で画像が格納されている。第7図（イ）に示したセクタ画像は架空のものであって、縦800ピクセル、横1131ピクセルもあってCRTモニタ18の画像には収まらない。従って実際には拡大率を2倍にする時は第7図（イ）の画像のうち、どの部分をCRTモニタ18に表示したいかを予め設定する必要がある。この走査をROI（ロイ）（Region of Interest 関心領域）の設定と称する。ROIの設定は x 、 y 読出しアドレス発生器14に x 、 y プリセット値を設定して行なわれる。こうすると x 、 y 読出しアドレス発生器14はこれ以後ROIに対応した x 、 y 読出しアドレス信号を発生するようになる。座標変換器15の変換可能な x 、 y アドレスの値の範囲は第7図（イ）のセクタ画像を過不足なく含むように構成されていて、座標変換器15からはROIに応じた r 、 θ 読出しア

ドレスが出力される。この状態を第8図に示す。第8図（イ）はセクタのROI設定部分で音線の r_1 から r_2 までを設定していてCRTモニタ18にはこの部分が表示される。この時の画像メモリ7上の像は第8図（ロ）の通りで画像メモリのサイズは512ピクセル×800ピクセルあるため、拡大機は全部画像メモリの中に収まっている。この画像メモリ7への書込速度は $4 \times 21.7 \mu s / 800 = 108.5 ns$ であってスタティックRAMにとっては十分遅い。この21.7 μs は既に述べたようにCRTモニタ18上の非表示期間である。次に他の実施例について説明する。第8図（イ）のようにROIを設定した場合を考える。このROIのサイズは横512ピクセル縦400ピクセルであり、極めて常識的なサイズである。このとき画像メモリ7上で実際に必要なデータは第8図（ロ）に示すように r 軸では r_1 から r_2 までに過ぎない。従って画像メモリ7は先の例のように大きなものは必要ない。第9図にこの実施例のブロック図を示す。第1図と同じ部分に

同じ符号が付してある。第1図と異なるのはラインバッファ脱出しアドレス発生器9に γ のプリセット値を入れるようにしたこと、座標変換器15の後にALU(算術演算器)23を入れてあること、及び画像メモリのサイズを節約して小さなものを使用していることである。先の実施例では512×400ピクセルの2倍の512×800ピクセルまで入るサイズであったが、この実施例では512×640ピクセルのサイズにしたことである。この装置において、ラインバッファ脱出しアドレス発生器9に γ のプリセット値を入れ、ROIの設定に応じて γ アドレスのレンジを変えてROIの γ アドレスの脱出しを可能にする。第8図(イ)の例では $\gamma 1$ から $\gamma 2$ を脱出しアドレスとする。又画像メモリ書込みアドレス発生器17は γ アドレスとしては、0～639のアドレスを発生する。前述のラインバッファ4又は5から読み出した $\gamma 1 \sim \gamma 2$ のデータを画像メモリ7の γ アドレス0から順次画像メモリ7に書込む。又座標変換器15の後段にALU23を入れて座標変

換器15の出力のうち γ アドレスだけはROI設定に応じてオフセット値を減ずるようにする(この例では $\gamma 1$ をオフセット値とする。)。これは先に述べたように画像メモリ7のサイズが小さく、次表のように画像メモリ書込アドレスは0～($\gamma 2 - \gamma 1$)であり、座標変換器15の出力は $\gamma 1 \sim \gamma 2$ なので $\gamma 1$ を減じて画像メモリ7に書込まれている0～($\gamma 2 - \gamma 1$)を脱出すものである。各部の γ の値をまとめると次表の通りである。

表

ラインバッファ 脱出し γ アドレス	画像メモリ 書込み γ アドレス	座標変換器 出力	ALU出力
$\gamma 1$	0	$\gamma 1$	0
$\gamma 2$	$\gamma 2 - \gamma 1$	$\gamma 2$	$\gamma 2 - \gamma 1$

以上のようにこの実施例では画像メモリのサイズを減ずることができる。

[発明の効果]

以上詳細に説明したように、本発明によれば、セクタ式超音波診断装置において体内深部の拡大画像を得ることができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の実施例のブロック図、第2図は超音波診断装置における音響的走査の説明図、第3図は標準テレビジョン方式のラスタースキャンの図、第4図は従来の装置での画像拡大の説明図、第5図は音線と補間音線の関係図、第6図は拡大率1倍のときの画像で、(イ)はCRTモニタ18上の表示画像、(ロ)は画像メモリ7上の像、第7図は拡大率2倍のときの画像で、(イ)はCRTモニタ18上に表示される筈の画像(現実には入り切らない)、(ロ)は画像メモリ7上の像(これは実際に全部入っている)、第8図はROI設定の説明図、第9図は本発明の他の実施例を示すブロック図である。

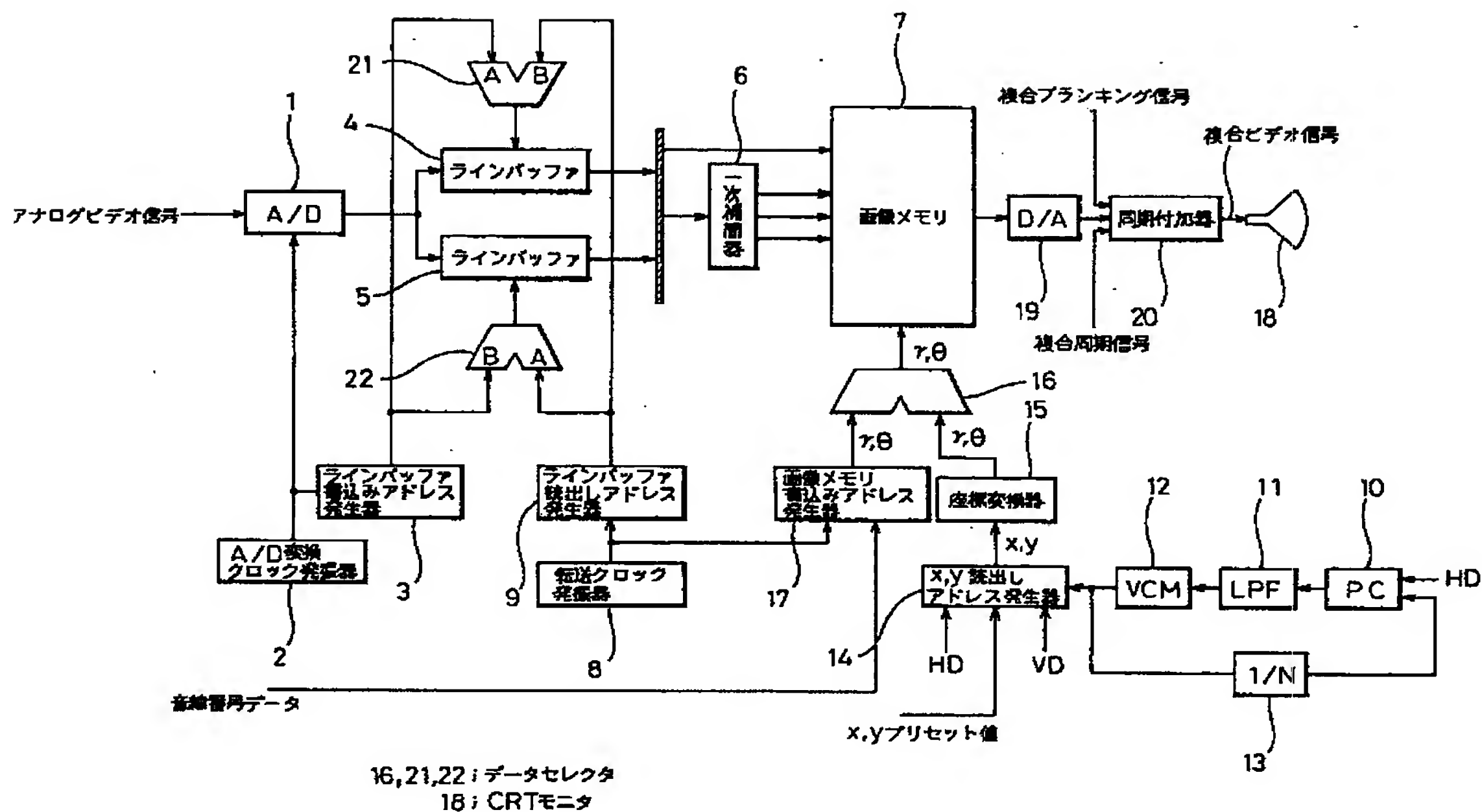
- 1 … A/D変換器
- 2 … A/Dクロック発振器
- 3 … ラインバッファ書込アドレス発生器
- 4, 5 … ラインバッファ
- 6 … 一次補間器
- 7 … 画像メモリ
- 8 … 転送クロック発振器

- 9 … ラインバッファ脱出しアドレス発生器
- 10 … フェーズコンバータ
- 11 … 低域濾波器
- 12 … 電圧制御マルチバイブレータ
- 13 … 1/N分周器
- 14 … x, y脱出しアドレス発生器
- 15 … 座標変換器
- 16, 21, 22 … データセレクタ
- 17 … 画像メモリ書込みアドレス発生器
- 18 … CRTモニタ
- 19 … D/A変換器
- 20 … 同期付加器
- 23 … 算術演算器

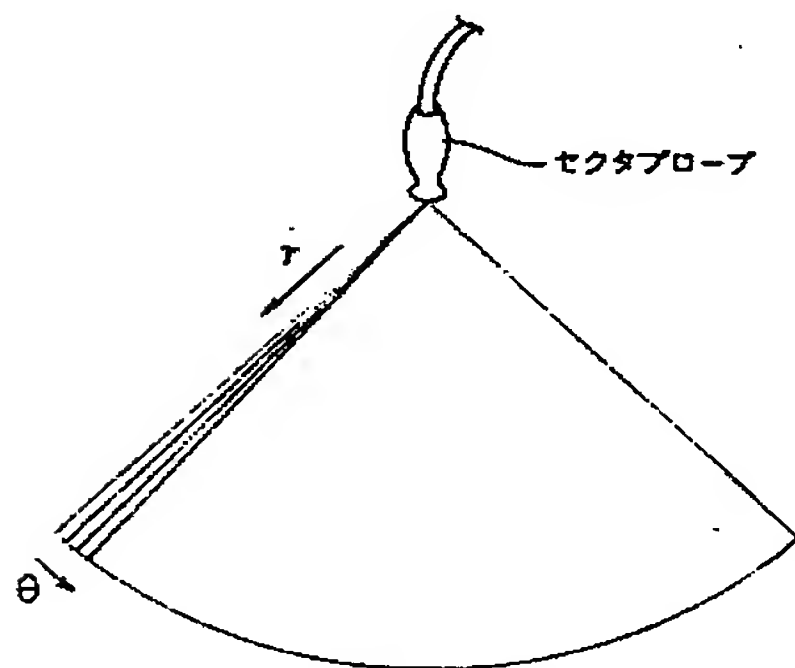
特許出願人

横河メディカルシステム株式会社

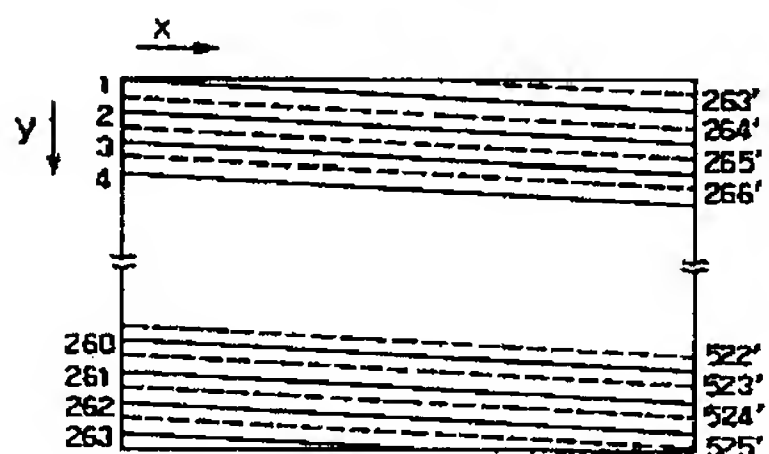
第1図



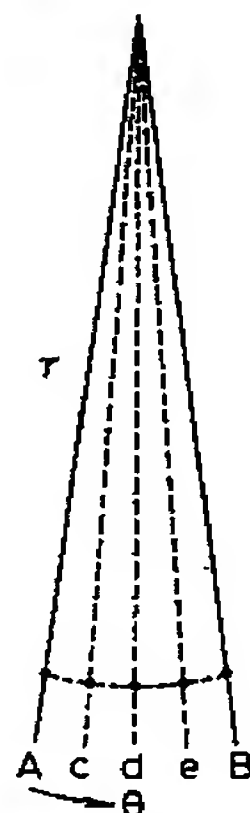
第2図



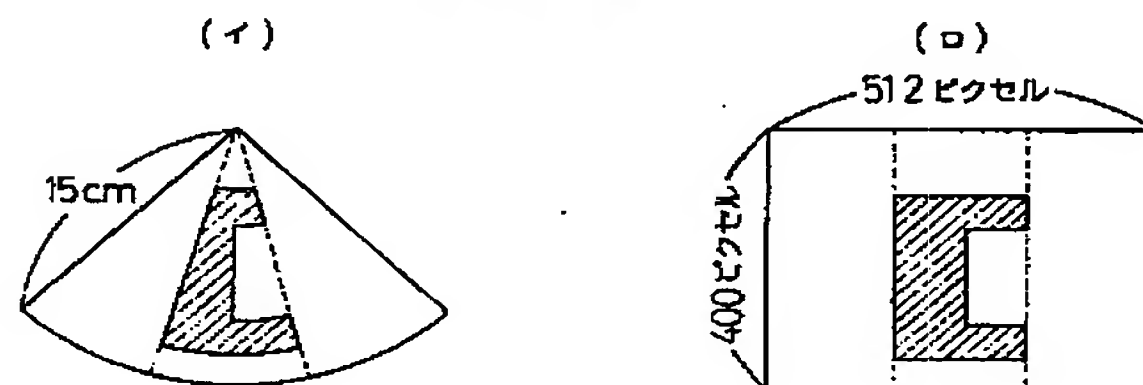
第3図



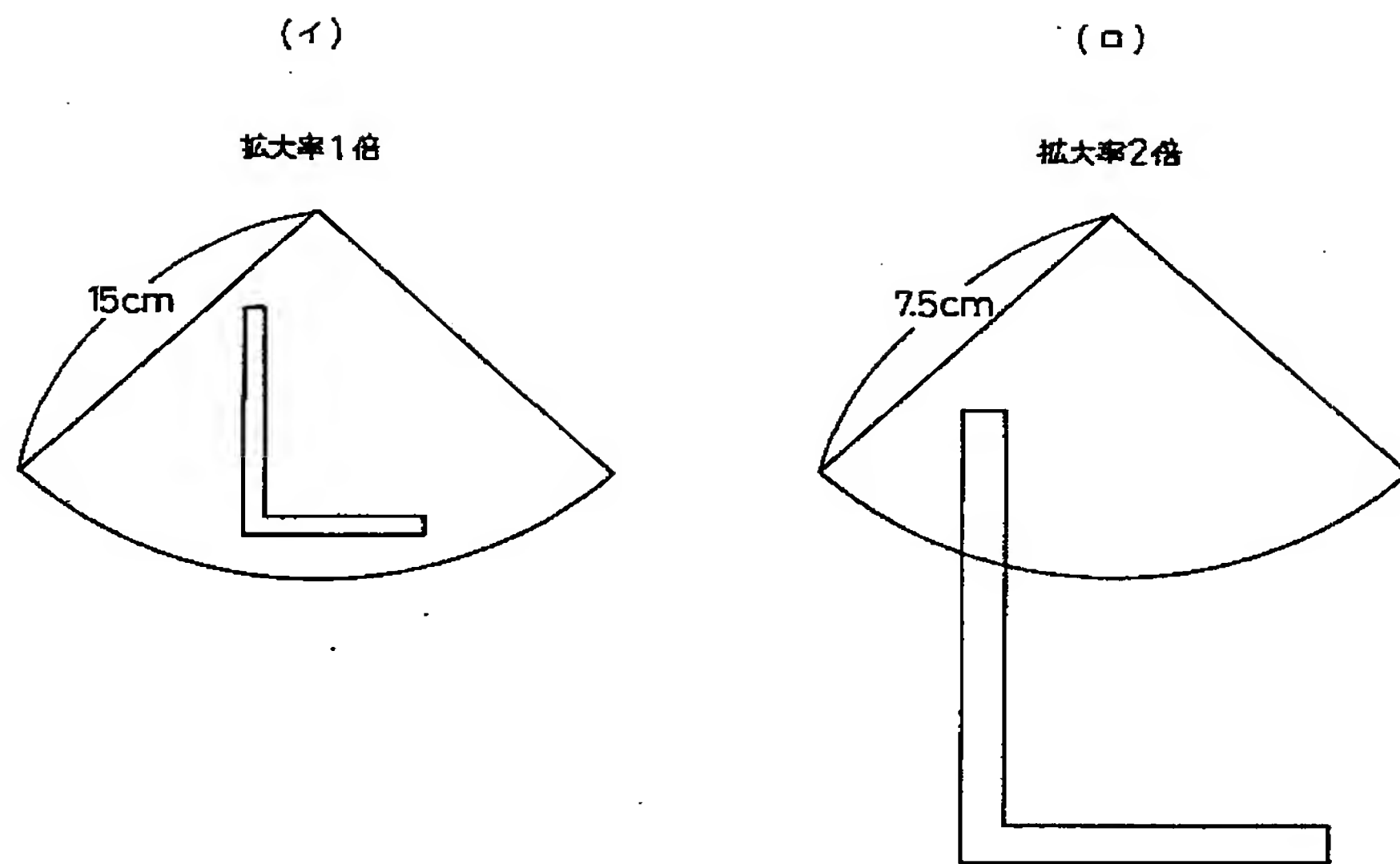
第5図



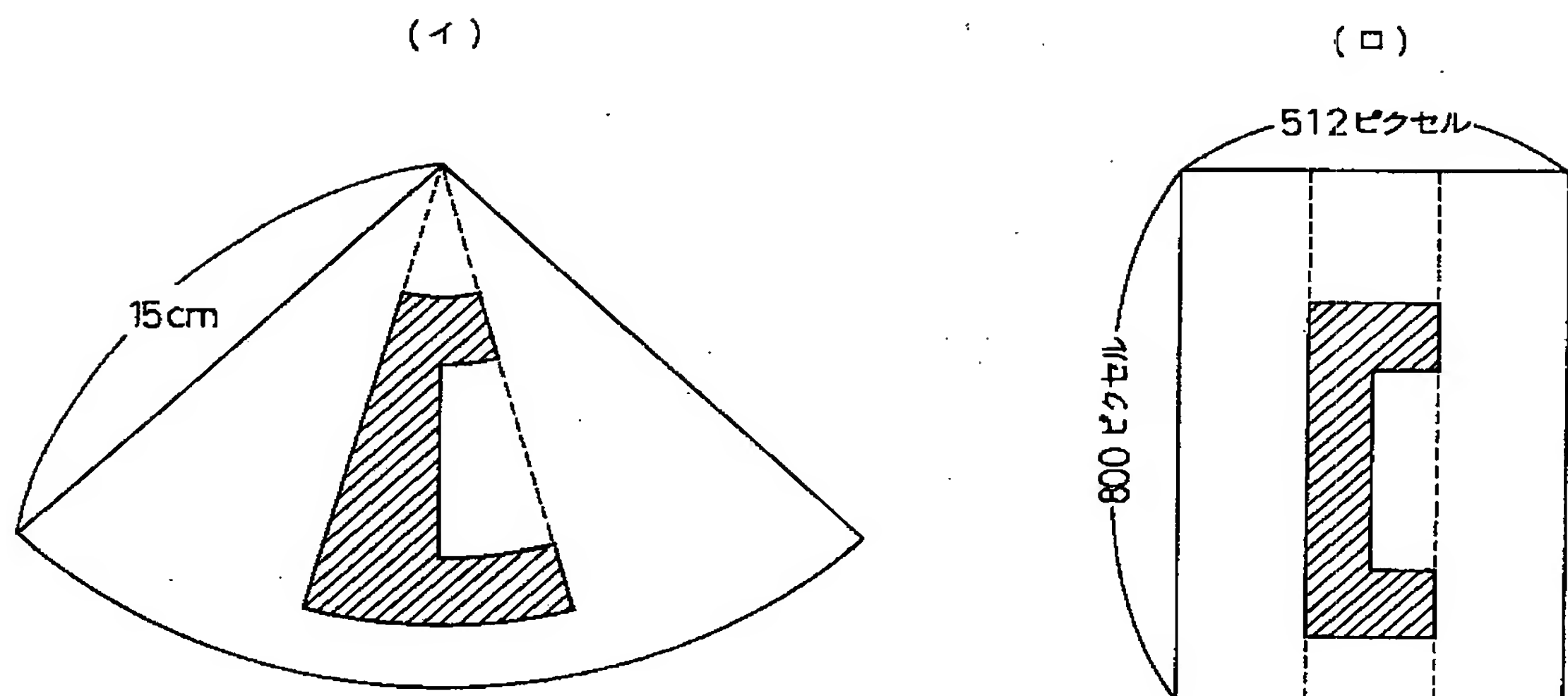
第6図



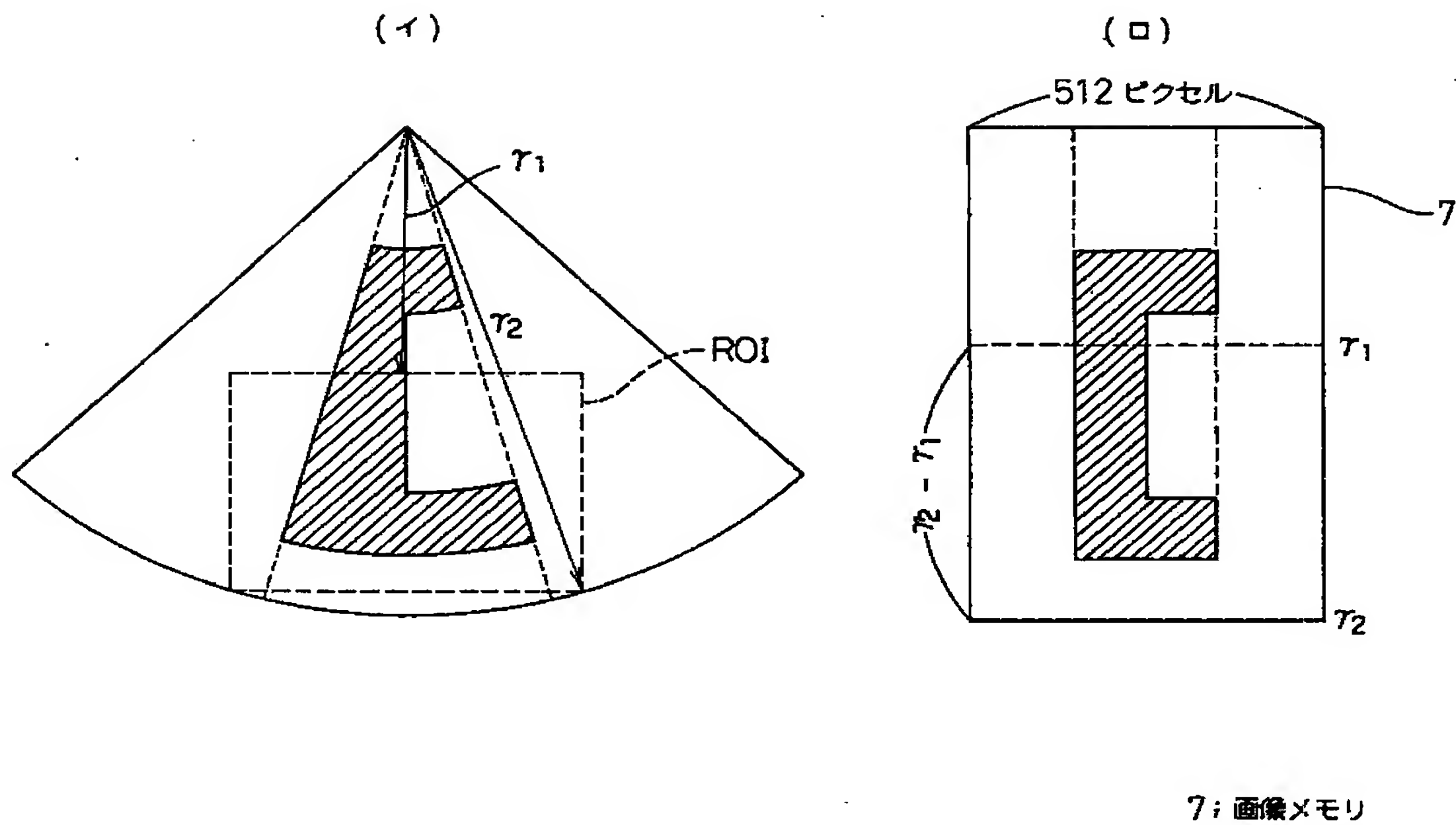
第4図



第7図



第 8 页

第 9 ☒